

## ⑫ 公開特許公報(A)

平3-224540

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成3年(1991)10月3日

A 61 B 5/055  
G 01 R 33/28

7831-4C	A 61 B	5/05	3 5 0	
7831-4C			3 7 4	
7621-2G	G 01 N	24/02		K
7831-4C	A 61 B	5/05	3 7 6	

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全5頁)

⑮ 発明の名称 MR装置

⑯ 特 願 平2-23231

⑰ 出 願 平2(1990)1月31日

⑱ 発 明 者 河 野 和 宏 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三条工場内

⑲ 出 願 人 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

⑳ 代 理 人 弁理士 佐藤 祐介

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

MR装置

## 2. 特許請求の範囲

(1) サーフェスコイルを用いて画像を得るMR装置において、上記サーフェスコイルを用いて得た画像の、該コイルからの距離に応じた平均ピクセル値を求める手段と、この距離に応じた平均ピクセル値より該コイルからの距離方向の感度曲線を求める手段と、この感度曲線に近似した関数を求める手段と、該関数の逆関数を上記画像に作用させる手段とを有することを特徴とするMR装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## 【産業上の利用分野】

この発明は、MR(磁気共鳴)装置に関し、とくにサーフェスコイルを用いた場合の画像を補正することができるMR装置に関する。

## 【従来の技術】

従来より、MR装置においてサーフェスコイルを用いて画像を得ることが行われている。ところ

がサーフェスコイルは、それからの距離に応じて感度が減衰するという特性があり、とくに脊椎、脊椎の矢状断面撮影では、コイル近くに存在する脂肪部分からの信号が強く受信され過ぎるので、画像の上でその脂肪部分が白く光りすぎて脊椎、脊髄部分の造影を困難にする。

そこで、これを避けるため従来では、脂肪部分からの信号を抑制した上でデータを収集することや、あるいは得られた画像を2次元フーリエ変換してその低周波成分をコイルの感度分布として原画像をノーマライズすることなどが行われている。

## 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、脂肪部分からの信号を抑制する場合、脂肪部分が画像上で光ってしまうという問題は解決されるものの、通常の診断に必要な水+脂肪画像が得られなくなり、また脂肪部分以外で生じるサーフェスコイルの感度不均一による画像むらの問題は解決されないという問題がある。

また、画像を2次元フーリエ変換してその低周波成分によりノーマライズを行うことは、コイル

の感度不均一を補正する一般的な手法であるが、処理に時間がかかるという問題があるとともに、低周波成分を生じる構造が被検体組織自体に存在していれば、それさえも補正してしまい、補正処理後の画像に異常が生じる可能性があるという問題がある。

この発明は、サーフェスコイルを用いた場合の感度不均一による画像のむらを簡易に補正して診断し易い画像を得るようにすることができる、MR装置を提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、この発明によれば、サーフェスコイルを用いて画像を得るMR装置において、上記サーフェスコイルを用いて得た画像の、該コイルからの距離に応じた平均ピクセル値を求める手段と、この距離に応じた平均ピクセル値より該コイルからの距離方向の感度曲線を求める手段と、この感度曲線に近似した関数を求める手段と、該関数の逆関数を上記画像に作用させる手段とを備えることが特徴となっている。

傾斜磁場コイル3には傾斜磁場制御装置31によって制御された傾斜磁場電源32が接続され、所定の波形の傾斜磁場が形成される。他方、被検体1の近傍にサーフェスコイル4が配置され、このコイル4に、高周波制御装置41から発生した所定波形のエンベロープを有する高周波信号が高周波アンプ42を介して送られ、被検体1の原子核スピンの励起が行われる。その後発生するNMR信号はサーフェスコイル4によって受信され、プリアンプ51を経て受信装置52に送られる。この受信装置52は直交位相検波方式の検波回路を含み、検波後の信号をサンプリング及びA/D変換してホストコンピュータ6に送る。ホストコンピュータ6では、フーリエ変換などの処理が行われ、画像が作成される。シーケンスコントローラ7はホストコンピュータ6との協調のもとに傾斜磁場制御装置31、高周波制御装置41及び受信装置52を制御する。

このような構成のMR装置において腰椎部分の画像が第2図のように得られたとする。サーフェ

#### 【作 用】

サーフェスコイルを用いて得た画像上で、そのコイルからの距離に応じて平均ピクセル値を求め、それからコイルからの距離方向の感度曲線を求めて、その感度曲線に近似した関数を求めると、この関数は、コイルからの距離に対する該コイルの感度分布を表すことになる。

そこで、この関数の逆関数を上記のものの画像に作用させれば、空間的な感度不均一性を大体において補正することができ、感度が高すぎて信号が大きすぎる部分を抑え、診断する上で見やすい画像を得ることができる。さらに、処理が簡単であるため、時間もかからず簡易に実現できる。

#### 【実施例】

つぎにこの発明の一実施例について図面を参照しながら説明する。第1図にこの発明の一実施例にかかるMR装置の全体の概略的な構成が示されている。この第1図において、被検体1は静磁場用マグネット2及び傾斜磁場用コイル3がつくる静磁場と傾斜磁場とが重畳する空間内に配置され

スコイル81は画像のY軸方向にほぼ平行に置かれており、脂肪82がこのサーフェスコイル81に平行に密接しているため、この脂肪82からの信号が非常に大きく、サーフェスコイル81から離れた脊椎83の信号は小さく、その結果、脂肪82部分のピクセル値が異常に高くその部分が白く光ることになって、脊椎83の画像を読み取ることが困難となる。

そこで、ホストコンピュータ6内において、つぎのような処理を行う。まず、第2図のような画像を $I(x, y)$ で表現した上で、サーフェスコイル81からの等距離のピクセル値の平均を求める。この場合、サーフェスコイル81が画面のY軸に平行であることを利用して平均ピクセル値 $P(x)$ を、

$$P(x) = (1/N) \sum_{y=1}^N I(x, y)$$

(Nはマトリクスサイズ)

により算出する。この $P(x)$ を表すと第3図のようになる。この処理により、被検体1内の組織自体による信号の大小をほぼ無視した平均ピクセ

ル値のX方向分布が得られることになる。ここでは、Y方向について全部のピクセル値を平均しているが、時間短縮のためにY方向中央部分の±程度の領域についての平均を求めるようにしてもよい。

つぎに被検体1の境界に対応したしきい値 $P_0$ を導入し、以降の処理はこのしきい値以上のものにつき行うものとする。このしきい値 $P_0$ は通常100～300程度の値とし、これによって以降の処理をより正確に行うことができる。曲線 $P(x)$ のしきい値処理によって限定した部分について近似した関数を求める。代表的には最小2乗法などによりたとえば第3図のような1次関数 $F(x)$ を求める。もちろん、より高次の関数で近似してもよい。

こうしてX方向の感度分布を近似する関数 $F(x)$ を求めた後、その逆関数を原画像 $I(x, y)$ に作用させる。たとえば画像のX方向中心を $x=0$ とし、 $F(x) = Ax + B$ とした場合、

$$I'(x, y) = \{B / (Ax + B)\} \cdot I(x, y)$$

似関数を求めるなどの処理をホストコンピュータで行うようにしたが、専用のハードウェアで行うことももちろん可能である。

#### 【発明の効果】

この発明のMR装置によれば、サーフェスコイルを用いたときの空間的感度不均一性を簡易に補正することができ、脂肪部分の画像のピクセル値を抑えて診断する上で見やすい画像を容易に得ることができる。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例にかかるMR装置の概略的な構成を示すブロック図、第2図は上記実施例で得た画像の例を示す図、第3図は平均ピクセル値のサーフェスコイルからの距離方向分布を示すグラフである。

1…被検体、2…静磁場用マグネット、3…傾斜磁場用コイル、31…傾斜磁場制御装置、32…傾斜磁場用電源、4…サーフェスコイル、41…高周波制御装置、42…高周波アンプ、51…プリアンプ、52…受信装置、6…ホストコンピュ

により補正後の画像 $I'(x, y)$ を求める。この式で $B$ が乗算されているのは画像の中心部( $x=0$ )のピクセル値を原画像のピクセル値に一致させるためである。このように逆関数を作用させることにより、第3図に示すように平均ピクセル値のX方向分布曲線 $P(x)$ は $P'(x)$ のように補正されることになり、脂肪82の部分で異常に高いピクセル値が抑えられ、見やすい画像となる。

なお、サーフェスコイル81から遠い部分、つまり第2図の画像の左端部分や、被検体1内の無信号部分では、上記のように感度分布を近似する関数の逆関数を作用させることにより、ノイズのみが増強されることになるため、かえって補正しない方が望ましい。そこで、たとえば画像の左側半分は逆関数を作用させないとしたり、あるいはこれと同時にある値よりも小さなピクセル値はノイズとみなして逆関数を作用させないこともできる。

また、上記では、平均ピクセル値を算出し、近

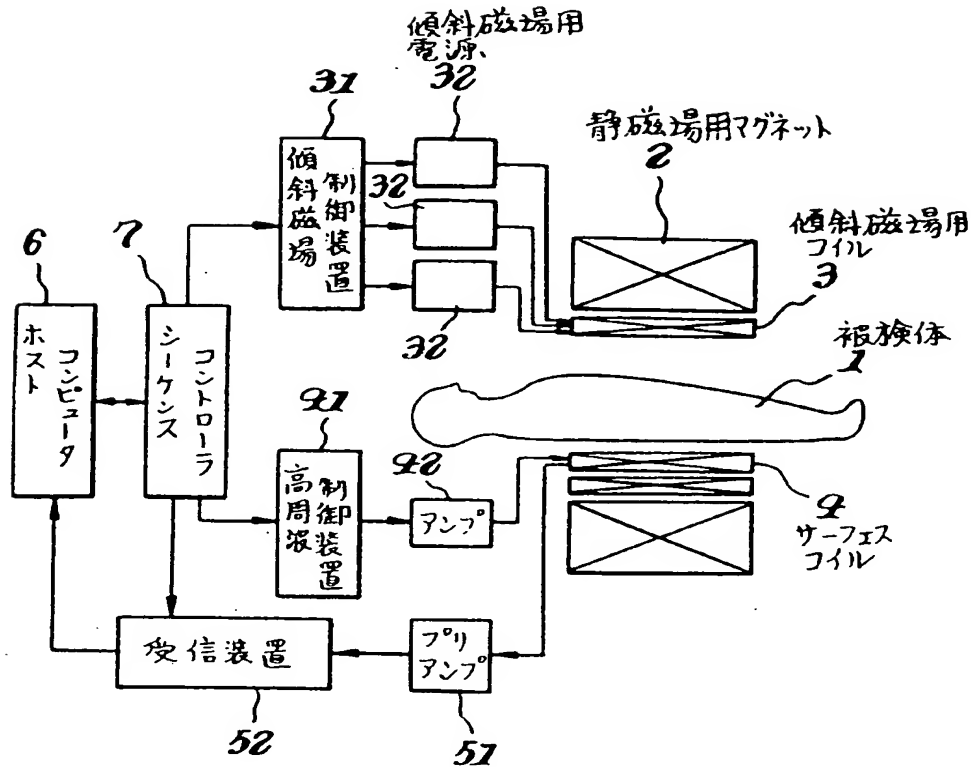
ータ、7…シーケンスコントローラ、81…サーフェスコイル、82…脂肪、83…脊髄。

出願人 株式会社島津製作所

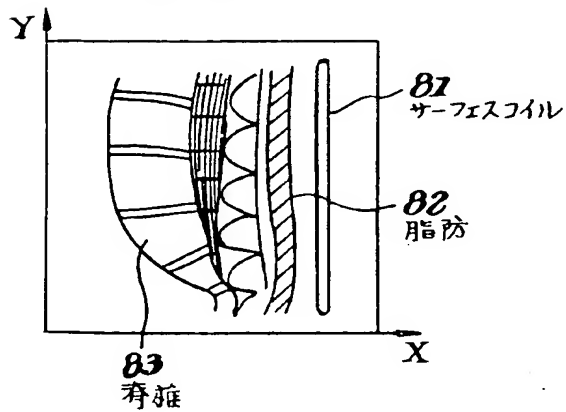
代理人 弁理士 佐藤 祐介



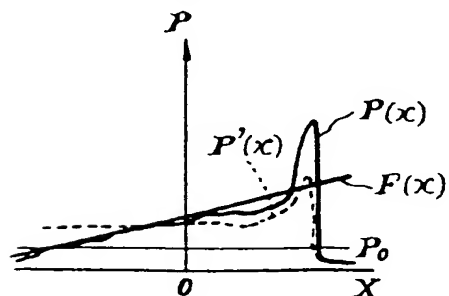
第 1 図



第 2 図



第 3 図



手続補正書 (自発)

平成2年4月13日

特許庁長官殿

1. 事件の表示

特願平2-23231号

2. 発明の名称

MR装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

名称 (199)株式会社島津製作所

代表者 西八條 寛

4. 代理人

住所 神奈川県川崎市幸区小倉1番地1

パークシティ新川崎G棟308号

☎211 ☎044-541-5411 fax044-541-5412

氏名 弁理士(7512)佐藤 祐介

5. 補正の対象

明細書の「発明の詳細な説明」及び「図面の簡単な説明」の各欄ならびに図

2. 4. 16

出 願 日

## 6. 補正の内容

(1) 明細書第5頁第3～第4行の、「他方、被検体1の近傍にサーフェスコイル4が配置され」を、「他方、傾斜磁場用コイル3の内側に全身用コイル4が配置され」と補正する。

(2) 同第5頁第8～9行の、「その後発生するNMR信号はサーフェスコイル4によって受信」を、「その後発生するNMR信号は、被検体1の近傍に配置されたサーフェスコイル5によって受信」と補正する。

(3) 同第9頁第18行の、「4…サーフェスコイル、」を、「4…全身用コイル、」と補正する。

(4) 同第9頁第19～20行の、「42…高周波アンプ、」と「51…プリアンプ、」との間に、「5…サーフェスコイル、」を挿入する。

(5) 図面の第1図を別紙の通り補正する。

以上

第1図

